

28.08.00

日本国特許/049297

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

EU

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出願年月日

Date of Application:

1999年 8月10日

RECD 13 OCT 2000

出願番号

Application Number:

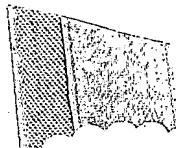
平成11年特許願第226187号

WIPO PCT

出願人

Applicant(s):

オムロン株式会社



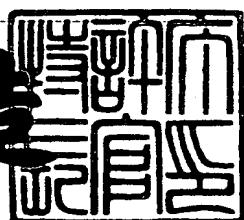
PRIORITY DOCUMENT

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年 9月29日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3078594

【書類名】 特許願
【整理番号】 P0058597
【提出日】 平成11年 8月10日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A63B 22/06
【発明者】
【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 株式会社オムロン
 ライフサイエンス研究所内
【氏名】 木下 弘美
【発明者】
【住所又は居所】 京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 株式会社オムロン
 ライフサイエンス研究所内
【氏名】 志賀 利一
【特許出願人】
【識別番号】 000002945
【氏名又は名称】 オムロン株式会社
【代表者】 立石 義雄
【代理人】
【識別番号】 100084962
【弁理士】
【氏名又は名称】 中村 茂信
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 016506
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 9803083

特平11-226187

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 運動強度の決定方法、健康状態判別支援装置、測定装置及び運動機器

【特許請求の範囲】

【請求項1】

運動負荷時に生理信号を非侵襲で測定し、得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定することを特徴とする運動強度の決定方法。

【請求項2】

前記生理信号は、心電信号又は拍動信号であることを特徴とする請求項1記載の運動強度の決定方法。

【請求項3】

前記生理信号は、心電信号により得られた心拍間隔のゆらぎの変動値であることを特徴とする請求項1記載の運動強度の決定方法。

【請求項4】

前記心拍間隔のゆらぎの変動値は、心拍間隔のゆらぎのパワーであることを特徴とする請求項3記載の運動強度の決定方法。

【請求項5】

前記変動パターンに応じた適切な運動強度の決定は、変動パターンに応じた演算方法を用いるものであることを特徴とする請求項1記載の運動強度の決定方法。

【請求項6】

負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度決定手段とを備え、前記負荷装置の負荷は、運動強度決定手段で決定された運動強度に相当する負荷に設定されることを特徴とする運動機器。

【請求項 7】

生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、運動負荷時に前記生理信号測定手段により得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別する変動パターン判別手段と、この変動パターン判別手段により判別した変動パターンを出力する出力手段とを備えることを特徴とする健康状態判別支援装置。

【請求項 8】

前記生理信号は、心電信号により得られた心拍間隔のゆらぎの変動値であることを特徴とする請求項 7 記載の健康状態判別支援装置。

【請求項 9】

生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段と、この健康状態判別手段で判別された健康状態を出力する出力手段とを備えることを特徴とする測定装置。

【請求項 10】

負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段とを備えることを特徴とする運動機器。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、個人に最適な運動強度を決定する方法、運動から個人の健康状態を判別するのを支援する装置、健康状態を測定する装置、及びそれらの機能を備える運動機器に関する。

【0002】

【従来の技術】

心拍ゆらぎのレベルによって運動レベル（運動強度）を決定する従来技術としては、例えば次のようなものがある。

特表平9-509877号公報によれば、運動中の心拍数変動値に基づいて運動者の運動レベルを決定する方法が開示されている。これは、図37に示すように、運動強度の増加に従い心拍数変動値が単調減少するという関係から、運動中の心拍数変動値に基づいて運動レベルが決定されるものである。

【0003】

一方、本願の先願に係る特願平10-46803号「運動機器及び体力評価方法」によれば、運動中の心拍間隔のゆらぎに基づいて、運動者の運動レベルを推定する方法が開示されている。それによると、心拍間隔のゆらぎのエントロピーを算出して運動レベルを決定する場合は、図38に示すようにエントロピーの変化特性の極小点（エントロピー変曲点AT）から運動レベルが決定され、心拍間隔のゆらぎのパワーを算出して運動レベルを決定する場合は、図39に示すようにパワーの変化特性の収束点から運動レベルが決定される。

【0004】

また、心拍数変動値は、運動強度の増加に従って減少する傾向があること、或いは心拍数から導かれるスペクトルパワーのHI（0-0.15HZ）とLO（0.15-1.0HZ）も、運動強度の増加に従い減少する傾向があることが、複数の論文等から報告されている。

一方、糖尿病患者においては、運動中における心拍数変動の絶対値の変化が健常者に比べ顕著に小さいことが報告されている〔公知例文献名：「安静時および運動負荷時における糖尿病患者の自律神経活動」森谷敏夫／京都大学大学院人間・環境学研究科、その他6名〕。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の運動レベルの決定方法では、健常者では特に問題ないが、前記公知文献で報告されているように、糖尿病患者のような単調減少しないゆらぎ変動パターンの被験者においては運動レベルが決められず、運動レベルの決定方法が適用できる範囲が限られてしまう。

【0006】

また、上記従来の運動レベルの決定方法では、心拍ゆらぎにより運動レベルが決定されるだけであり、糖尿病のような病態によるゆらぎ変動パターンの違いに着目した、運動中のゆらぎ変動パターンにより被験者の健康状態をも検出する方法は、考案されていないのが実情である。

本発明は、このような従来の問題点や現状に着目してなされたもので、健常者や糖尿病などの疾患者を問わず個人に最適な運動レベルを決定できる運動強度の決定方法、運動から健康状態を判別するのを支援する装置、健康状態を測定する装置、及びそれらの機能を備えた運動機器を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するために、本発明の請求項1記載の運動強度の決定方法は、運動負荷時に生理信号を非侵襲で測定し、得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定することを特徴とする。

【0008】

この決定方法では、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定するので、健常者は勿論のこと、糖尿病や高血圧などの疾患者に対しても適切な運動強度を正確に決定することができる。

請求項6記載の運動機器は、負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度決定手段とを備え、前記負荷装置の負荷は、運動強度決定手段で決定された運動強度に相当する負荷に設定されることを特徴とする。

【0009】

この運動機器では、健常者や糖尿病や高血圧などの疾患者に関係なく、個人に最適な運動強度で運動を行うことができる。

請求項7記載の健康状態判別支援装置は、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、運動負荷時に前記生理信号測定手段により得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別する変動パターン判別手段と、この変動パターン判別手段により判別した変動パターンを出力する出力手段とを備えることを特徴とする。

【0010】

この支援装置では、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンを出力するので、健常者か、或いは糖尿病や高血圧などの疾患に伴う自律神経の異常がないかどうかを、出力された変動パターンを知ることで判別できる。

請求項9記載の測定装置は、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段と、この健康状態判別手段で判別された健康状態を出力する出力手段とを備えることを特徴とする。

【0011】

この測定装置は、例えば自転車エルゴメータに組み込めば、運動することで自分の健康状態を知ることができる。

また、請求項10記載の運動機器は、負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段とを備えることを特徴とする。

【0012】

この運動機器は、運動を行うことで、健康状態をチェックできる。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を実施の形態に基づいて説明する。

図1は、本発明の運動機器の実施形態に係る自転車エルゴメータの回路構成を

示すブロック図である。このエルゴメータは、心電信号を検知する心電センサ1と、その出力信号を増幅するプリアンプ2と、ノイズを除去するためのフィルタ3と、心電信号を更に適正なレベルまで増幅するアンプ4と、A/D変換器5と、種々の処理を実行するCPU6と、キー入力装置7と、運動強度や健康状態などを表示する表示器8と、回転負荷を可変できる負荷装置9とを備える。CPU6は、運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度決定機能、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別機能などを有する。

【0014】

図2は、この自転車エルゴメータの外観斜視図である。図2において、このエルゴメータは、サドル11と、ハンドル12と、キー入力装置3、表示器8及び報知器（図示せず）などを有する操作部13と、ペダル14と、前脚フレーム15と、後脚フレーム16とを備える。ハンドル12には心電検出用の一対の電極（生理信号測定手段）17が設けられ、運動時に運動者がハンドル12を両手で握ることで、両手と電極17が接触し、手から心電信号が検出されるようになっている。

【0015】

このエルゴメータでは、被験者（運動者）がサドル11に腰掛けてペダル14を踏み、ペダル14を回転させることによって運動を行うものである。ペダル14は、運動強度の度合に応じた重みとなるように負荷が加えられ、負荷が大きいと、ペダル14を一定数回転させるのに、当然多くの運動量が要求される。但し、のこと自体は周知である。

【0016】

なお、図2の実施形態では、心電検出用の電極17をハンドル12に設けてあるが、種々の変更が可能である。例えば図3では、運動者Mの胸に一対の電極及び送信部を備えたチェストベルト41が装着され、ハンドル12に受信部42（図2の操作部13に相当）が設けられている。この場合、運動者Mの胸から検出された心電信号は、無線で受信部42に送信されて処理される。

【0017】

図4の実施形態は、+（プラス）、-（マイナス）、G（グランド）の3個の電極45、46、47が運動者Mの胸に貼り付けられ、有線48で本体内の回路部に接続され、心電信号を検出する胸部誘導型のものである。

図5の実施形態では、心電センサに代えて運動者Mの耳朶に脈拍センサ49が取付けられ、脈拍が検出される。

【0018】

このように構成された運動機器では、心電センサや脈拍センサで検出された運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンが判別され、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度が決定され、決定された運動強度に応じてペダル14を漕ぐ強度が変化する。

次に、生理信号の変動パターンを判別する方法について具体的に説明する。まず、センサにより検出された心電信号のピーク検出を行い、RR間隔データ（心拍の1周期）を算出する。ゆらぎパワー（Power）の算出は、次式（1）、

$$\text{Power } (n) [\text{ms}^2] = \{ \text{RR } (n) - \text{RR } (n-1) \}^2 \dots \quad (1)$$

で求められる。これは前回と今回の1周期の差を二乗したもので、ここでは心拍間隔のゆらぎパワーと称している。このPowerデータを、例えば30秒間の平均値を15秒間隔で算出し、運動負荷の増加に対するゆらぎパワーの変動特性を求める。このゆらぎパワーの変動特性を図6及び図7に示す。図6の（a）は健常者にみられる標準的なパターン（パターンa）を示す。これによると、健常者では、或る負荷強度を越えると、ゆらぎパワーが指數関数的に低下することが分かる。

【0019】

一方、図6の（b）及び図7の（a）、（b）は、運動時における心拍間隔のゆらぎパワーの変動パターンが健常者にみられる標準的なパターンaと異なる例を示す。図6の（b）のパターン（パターンb）は、パターンaに比べゆらぎパワーの絶対値が比較的小さい場合である。パターンbは糖尿病患者や肥満者にもみられるが、健常者にもみられるパターンである。図7の（a）のパターン（パターンc）は、パターンaに比べゆらぎパワーの絶対値が顕著に小さく、しかも

運動強度の増加に対するゆらぎパワーの変動が殆ど得られない場合である。パターンcは糖尿病患者にみられるパターンであり、肥満者にも多くみられる。図7の(b)のパターン(パターンd)は、或る運動強度でゆらぎパワーが激減しており、パターンaのように運動強度の増加に従いゆらぎパワーが指數関数的に減少する傾向があるのとは異なる。パターンdは高血圧者にみられたパターンである。

【0020】

このように、ゆらぎパワーの変動パターンは、健常者とそうでない者との間に大きな違いがある。従来は、例えば減量プログラムの運動強度は予測最大心拍数の65%程度と一律に決められているが、糖尿病や高血圧症などの疾患者においては、健常者より軽度の運動強度から運動を行うことが望ましいと報告されている。そこで、上記変動パターンの分類を行うことにより、健常者にみられる標準的なパターンaには、運動強度を予測最大心拍数の65%に決定するが、糖尿病患者にみられるパターンcに対しては、予測最大心拍数の65%より低めの運動強度に決定することが好ましいのである。

【0021】

また、本願の先願に係る先行技術では、前記したようにゆらぎパワーの収束点から運動強度を決定している。しかしながら、ゆらぎパワーのパターンc, dでは、運動強度の増加に従うゆらぎパワーの指數関数的な減少傾向が得られず、運動強度を決定できない。そこで、上記変動パターンの分類を行うことにより、健常者にみられる標準的なパターンa, bには、前記方法により決定した運動強度を決定するが、パターンcに対しては、運動開始時(ウォーミングアップ時)から健常者の収束状態にあるため、最も軽い運動強度、例えばウォーミングアップ程度の運動強度を決定することとする。また、パターンdに対しては、或る運動強度でゆらぎパワーが激減しているため、例えば激減する直前の運動強度を運動強度として決定する。

【0022】

次に、運動強度を決定する具体的な処理の一例を図8～図13のフロー図に示す。即ち、図8～図13のフロー図は、ゆらぎパワーの算出後、変動パターンを

判別し、判別したパターンに応じた運動強度を決定する処理の一例を示すものである。

図8において、図1のキー入力装置7の測定開始キーが押されると、測定が開始される。まずステップ（以下、STと略す）1で、心電センサ1で心電信号を検出し、心電センサ1からの信号が或る一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行う（ST2）。このキャリブレーション動作は、CPU6からの信号により、アンプ4でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器8に“測定開始”を表示し（ST3）、負荷装置9の制御を開始する（ST4）。この制御としては、例えば初期負荷値20 [w] で2分間ウォーミングアップを行った後に、毎分15 [w] のランプ負荷を与える。

【0023】

次いで、心電信号のピーク値を検出し、前記算出式（1）よりゆらぎパワーを算出する（ST5）。算出したゆらぎパワーに基づいてパターン判定を行う（ST6）。

パターン判定処理は、図9に示すフロー図のように行う。つまり、ウォーミングアップ時のゆらぎパワーの絶対値の大きさ及び運動負荷の増加に対するゆらぎパワーの減少率を用いて、パターンa～dに判別する。パターン判定及びゆらぎパワーの収束点を決定できない間は、ST7がNOとなり、運動負荷を漸増し（ST8）、ST5～ST7の処理を繰り返す。

【0024】

パターンを判定すると、パターンに応じた運動レベルを決定する。即ち、パターンa又はパターンbであれば運動レベルa, bを、パターンcであれば運動レベルcを、パターンdであれば運動レベルdをそれぞれ決定する。ST7で運動レベルを決定したら、その結果を表示器8に表示する（ST9）。表示内容は、パターンに応じた運動レベルでの心拍数[bpm]、負荷強度[W]、負荷強度に対するレベル表示などである。結果表示後、運動負荷を減少させ、運動者に所定時間（例えば1分間）クールダウンを行わせ（ST10）、負荷制御を終了する（ST11）。

【0025】

決定された運動レベルは、そのままCPU6内の記憶領域に記憶されており、次に負荷装置を用いて運動を行う時には、記憶されている前記決定された運動レベルで運動をさせることができる。

また、前述では、運動レベルを決定した後は、その結果を表示器8に表示し、クールダウンに入るようにしていた。それ以外に、運動レベルを決定した後は、結果を表示器8に表示し、クールダウンのステップに入らずに、そのまま決定された運動負荷に制御しながら運動させることも可能である。又は、決定された運動レベルに基づいて、各種運動プログラムである減量プログラムや体力増強プログラムや運動不足解消プログラムを実行させることが可能になる。決定された運動レベルは、その決定された時の個人個人の体調や自律神経の状態に合った最適なレベルであるため、適切な運動強度での運動ができる。

【0026】

図9のフロー図における運動レベルa, b (ST25) は、図10に示すように決定する。まず、ゆらぎパワーの収束点を決定できるかどうか判別し (ST31) 、判別できないときはリターンし、判別できるときはゆらぎパワーの収束点に対応する負荷値を運動レベルとする (ST32) 。運動レベルc (ST26) は、図11に示すように、ウォーミングアップ時の運動レベル (ここでは前記20 [w]) とする (ST33) 。運動レベルd (ST27) は、図12に示すように決定する。まず、ゆらぎパワーの収束点を決定できるかどうか判別し (ST34) 、判別できないときはリターンし、判別できるときはゆらぎパワーが激減する直前に対応する負荷値を運動レベルとする (ST35) 。

【0027】

なお、パターンcに関して、前記フロー図の例ではウォーミングアップ時の負荷値は一定 (20 [w]) としていたため、運動レベルcを20 [w] に決定したが、年齢などの個人情報によりウォーミングアップ時の負荷設定値を変えて運動した場合は、それに応じて運動レベルcの設定値を分けて決定してもよい。

その一例のフロー図を図13に示す。図13のフロー図では、まずキー入力装置7により入力された運動者の年齢が60歳以上であるか否か判定し (ST36) 、60歳よりも低年齢ならば、次に体重が40kg以下であるか否か判定し (

ST37)、40kgよりも重いときは、更に80kg以下であるか判定する(ST38)。そして、体重が80kgよりも重いときは、運動レベルを20[w]に決定する(ST40)。

【0028】

一方、年齢が60歳以上である場合、体重が40kg以下である場合は、運動レベルを15[w]に決定する(ST41)。また、ST38で体重が80kg以下であるときは、男性か女性か判定し(ST39)、男性の場合は運動レベルを20[w]に、女性の場合は運動レベルを15[w]に決定する。

図8のフロー図におけるST9の結果表示は、図14に示すような表示器8の表示部で行われる。この表示部はLCDで構成され、上段にプログラム表示マーク領域50、データ表示領域51、単位表示領域52及びプログラム表示マーク領域53を有し、下段にグラフィック表示領域54を有する。

【0029】

この表示部による具体的な表示例は、図15に示すとおりである。図15の(a)では、パターンaと判定されて運動レベルが「5」に設定された場合であり、図15の(b)では、パターンbと判定されて運動レベルが「2」に設定された場合である。いずれも、下段のグラフィック表示領域54に運動レベル、ゆらぎパワーのパターンが水平左方向にスクロールされながら表示される。

【0030】

上記実施形態は、運動負荷時における生理信号(生理信号としては心電信号又は拍動信号の他に、心拍数変動スペクトルのパワーの変動値でもよい)の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する方法に係るものであるが、同様に心拍ゆらぎの変動パターンを判別することで、運動者の健康状態を判別することができる。つまり、ゆらぎパワーの変動パターンが例えば前記パターンa～dのいずれに該当するのかを判定することで、運動者が健常者か、或いは糖尿病又は高血圧の傾向があるのかどうかを判別できる。従つて、ゆらぎのパターンを出力すれば、自分の健康状態を知ることが可能となる。また、心拍間隔のゆらぎのパワーの代わりに、心拍間隔のゆらぎのエントロピーを用いてもよい。

【0031】

この健康状態を判別する処理の一例を図16及び図17のフロー図に示す。このフロー図は、標準的なパターンの運動レベルの決定に用いる収束点の決定方法を示すものである。ST51～ST55までの処理は、図8のST1～ST5と同様である。即ち、図1のキー入力装置7の測定開始キーが押されると、測定が開始される。まず、心電センサ1で心電信号を検出し(ST51)、心電センサ1からの信号が或る一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行う(ST52)。このキャリブレーション動作は、CPU6からの信号により、アンプ4でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器8に“測定開始”を表示し(ST53)、負荷装置9の制御を開始する(ST54)。この制御としては、例えば初期負荷値20 [w] で2分間ウォーミングアップを行った後に、毎分15 [w] のランプ負荷を与える。

【0032】

次いで、心電信号のピーク値を検出し、前記算出式(1)よりゆらぎパワーを算出する(ST55)。算出後、ウォーミングアップ時の2分が経過したかどうか判定し(ST56)、まだならST55に戻る。ウォーミングアップ終了後に2分が経過したら、ST57がYesとなり、パワー基底値を $25 [m s^2]$ 、傾きを $6 [m s^2]$ とする(ST60, 61)。

【0033】

続いて収束判定(ST58)を行う。これは、図18に示すゆらぎパワーの変動特性(ゆらぎのパワーと運動負荷との時間による変化)において、運動負荷の増加に伴いゆらぎのパワーは減少し収束する。このゆらぎのパワーの変動曲線の収束点がATポイントである。ここでは、このATポイントに相当する収束判定として、ゆらぎのパワーが予め定めた基準値を下回り、かつ前回のパワー値との差[$Power \{T(n-1)\} - Power \{T(n)\}$]：ゆらぎのパワーの変動曲線の傾き]が予め定めた基準値(パワー基底値)以下に達した場合を、収束点と判断する。即ち、収束点と判断できない場合は、判定NOで運動負荷を漸増し(ST59)、ST55～ST58の処理を繰り返す。収束点と判断できたら、算出した負荷値に該当する運動レベルを結果として表示器8に表示する(ST65)

。結果表示後、運動負荷を減少させ、運動者に一定時間（例えば1分間）クールダウンを行わせる（ST66）。その後、運動負荷制御を終了する（ST67）

【0034】

次に、ゆらぎパワーの変動パターン判別処理の一例を、図21～図32のフロー図に詳細に示す。ここでは、例えばウォーミングアップ時におけるゆらぎパワーの平均値、ウォーミングアップ終了から2分後、3分後、4分後、5分後の各パワー値を用いてパターンの判別を行う。なお、それらのフロー図において、パターン分類に用いたゆらぎパワーの値は図19に示すとおりであり、分類a～eはゆらぎパワーでは図20に示す位置に該当する。また、フロー図中の記号は図19に示し、パターン①～(10)はそれぞれ図33～図36に示すパターンである。

【0035】

【発明の効果】

本発明は、以上説明したように構成されるため、次の効果を有する。

請求項1～5記載の運動強度の決定方法によれば、健常者は勿論のこと、糖尿病や高血圧などの疾患者に対しても適切な運動強度を正確に決定することができる。

【0036】

請求項6記載の運動機器によれば、健常者や糖尿病や高血圧などの疾患者に関係なく、個人に最適な運動強度で運動を行うことができる。

請求項7、8記載の健康状態判別支援装置によれば、健常者か、或いは糖尿病や高血圧などの疾患に伴う自律神経の異常がないかどうかを、出力された変動パターンを知ることで判別できる。

【0037】

請求項9記載の測定装置によれば、例えば自転車エルゴメータに組み込めば、運動することで自分の健康状態を知ることができる。

請求項10記載の運動機器によれば、運動を行うことで、健康状態をチェックできる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の運動機器の実施形態に係る自転車エルゴメータの回路構成を示すブロック図である。

【図2】

同自転車エルゴメータの外観斜視図である。

【図3】

同自転車エルゴメータで使用される心電センサの別例を運動者に装着した状態を示す図である。

【図4】

同自転車エルゴメータで使用される心電センサの更に別例を運動者に装着した状態を示す図である。

【図5】

同自転車エルゴメータで使用される脈拍センサを運動者に装着した状態を示す図である。

【図6】

運動時における心拍間隔のゆらぎパワーの変動パターンのパターンaを示す図(a)、及びパターンbを示す図(b)である。

【図7】

運動時における心拍間隔のゆらぎパワーの変動パターンのパターンcを示す図(a)、及びパターンdを示す図(b)である。

【図8】

同自転車エルゴメータの動作の一例を示すフロー図である。

【図9】

図8のフロー図におけるパターン判定処理を示すフロー図である。

【図10】

図9のフロー図における運動レベルa, bの決定処理を示すフロー図である。

【図11】

図9のフロー図における運動レベルcの決定処理を示すフロー図である。

【図12】

図9のフロー図における運動レベルdの決定処理を示すフロー図である。

【図13】

図9のフロー図における運動レベルcの決定処理の別例を示すフロー図である

【図14】

同自転車エルゴメータの操作部における表示器の表示部を示す平面図である。

【図15】

図14の表示部による具体的な表示例を示す平面図である。

【図16】

同自転車エルゴメータの動作の別例を示すフロー図である。

【図17】

図16のフロー図に続くフロー図である。

【図18】

運動負荷に対するゆらぎパワーの変動パターンを示す図である。

【図19】

図21～図32のフロー図において、変動パターンのパターン判別に用いる分類表である。

【図20】

図19の表における分類a～eがゆらぎパワーのどこに位置するか示す図である。

【図21】

ゆらぎパワーの変動パターン判別処理の一例を詳細に示すフロー図である。

【図22】

図21のフロー図における処理3を示すフロー図である。

【図23】

図21のフロー図における処理4を示すフロー図である。

【図24】

図21のフロー図における分岐Bに続くフロー図である。

【図25】

図24のフロー図における分岐Dに続くフロー図である。

【図26】

図24のフロー図における分岐Eに続くフロー図である。

【図27】

図21のフロー図における分岐Cに続くフロー図である。

【図28】

図21のフロー図における処理2を示すフロー図である。

【図29】

図28のフロー図における分岐Gに続くフロー図である。

【図30】

図28のフロー図における分岐Fに続くフロー図である。

【図31】

図30のフロー図における分岐Iに続くフロー図である。

【図32】

図28のフロー図における分岐Hに続くフロー図である。

【図33】

図21～図32のフロー図におけるパターン①～③を示す図である。

【図34】

図21～図32のフロー図におけるパターン④～⑥を示す図である。

【図35】

図21～図32のフロー図におけるパターン⑦～⑨を示す図である。

【図36】

図21～図32のフロー図におけるパターン(10)を示す図である。

【図37】

運動中の心拍数変動値を示すグラフであり、最大心拍数に対するパーセンテージと標準偏差との関係を示すグラフである。

【図38】

心拍間隔のゆらぎのエントロピーから運動レベルを決定する場合を説明するた

めのグラフであり、時間とエントロピーとの関係を示すグラフ（a）、及び時間と負荷との関係を示すグラフ（b）である。

【図39】

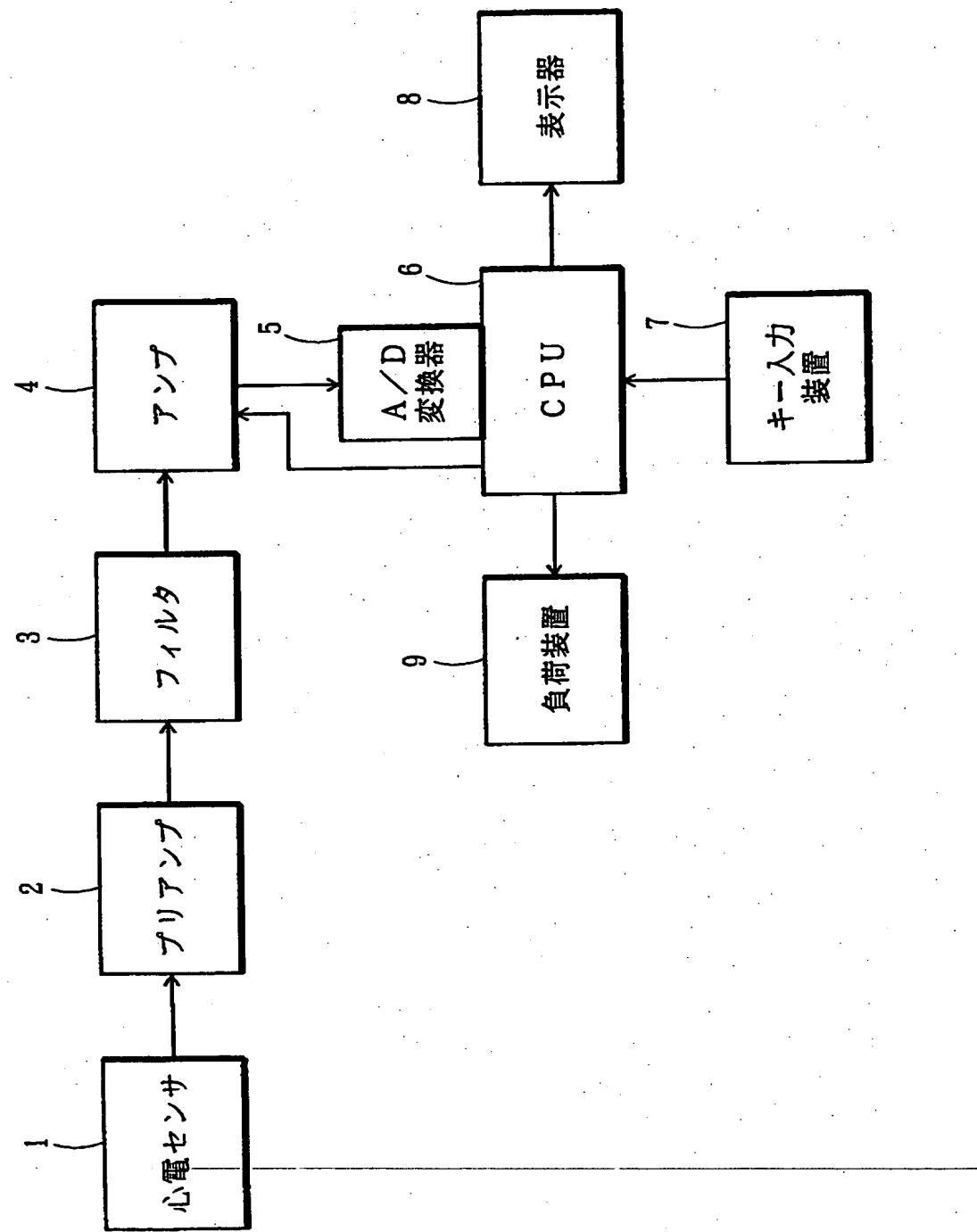
心拍間隔のゆらぎのパワーから運動レベルを決定する場合を説明するためのグラフであり、時間とゆらぎパワーとの関係を示すグラフ（a）、及び時間と負荷との関係を示すグラフ（b）である。

【符号の説明】

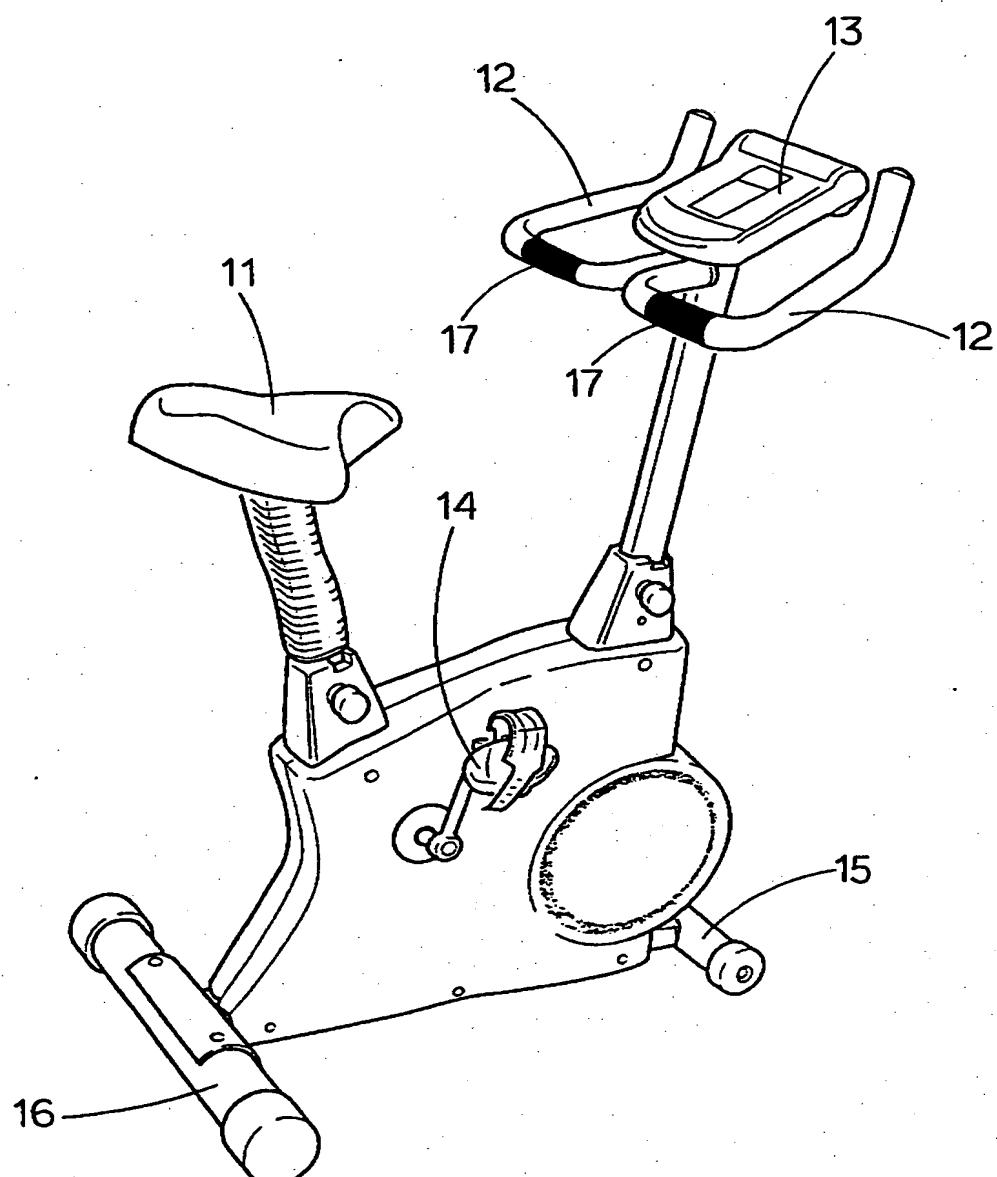
- 1 心電センサ（生理信号測定手段）
- 6 C P U（運動強度決定手段、健康状態判別手段）
- 8 表示器（出力手段）
- 9 負荷装置（負荷印加・可変手段）

【書類名】 図面

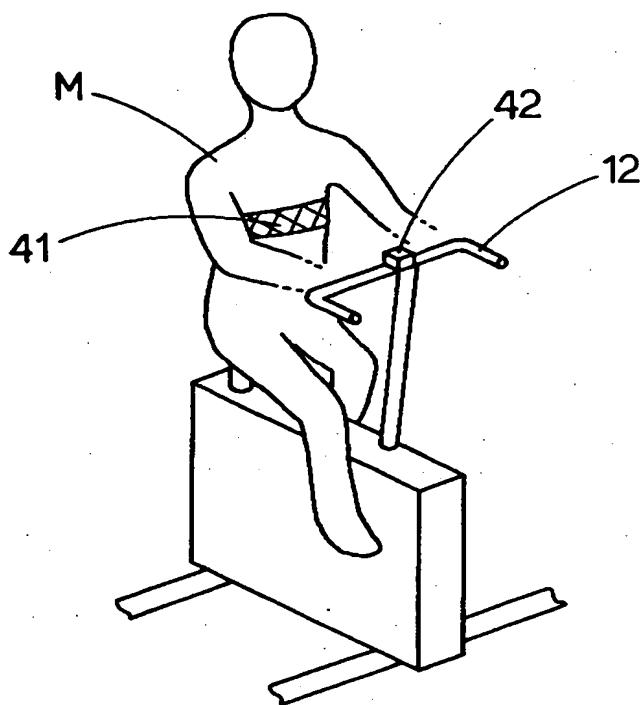
【図1】



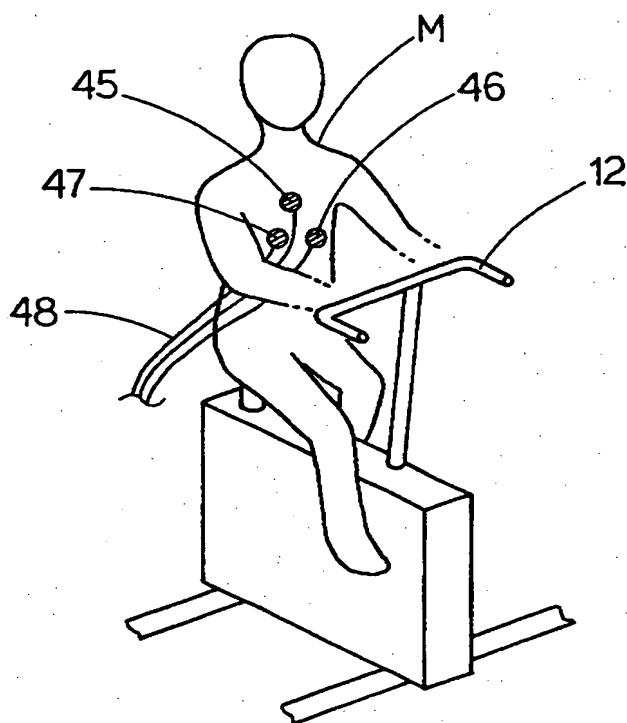
【図2】



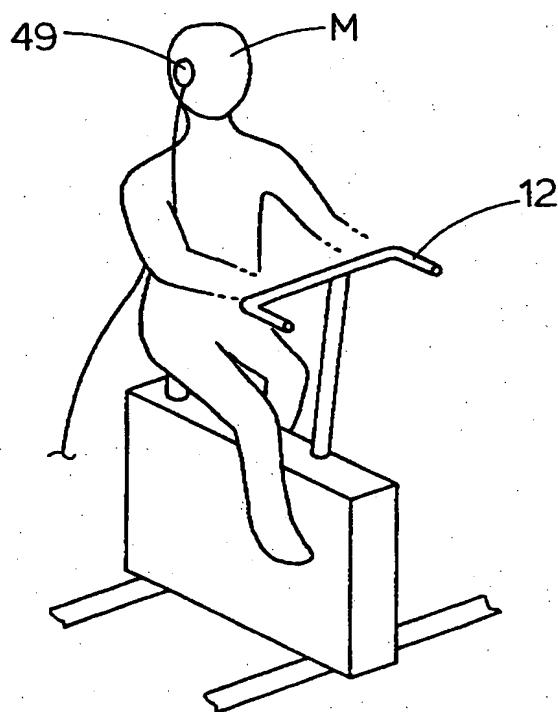
【図3】



【図4】

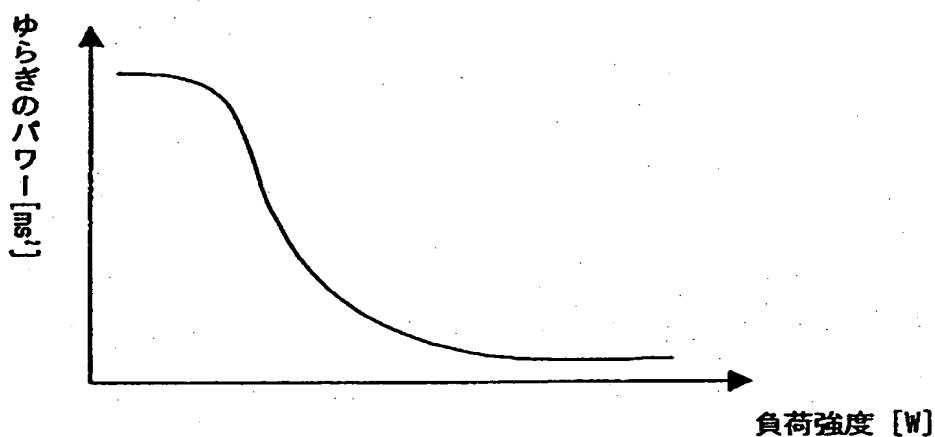


【図5】



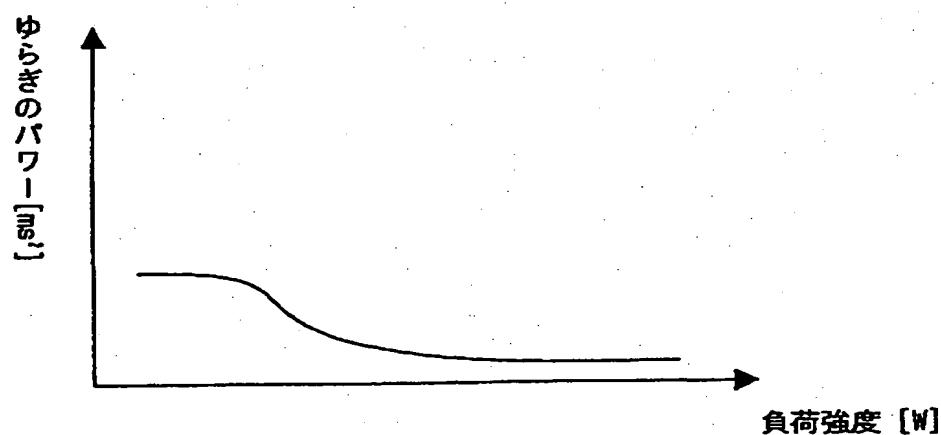
【図6】

(a)



パターンa（標準パターン）

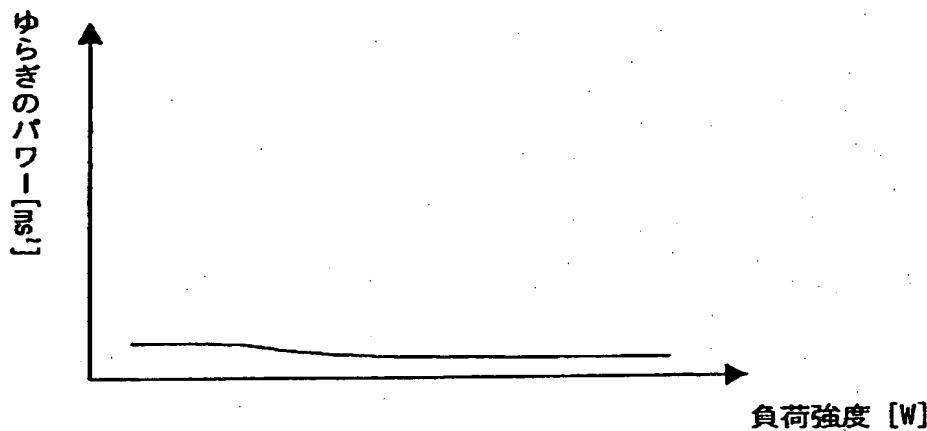
(b)



パターンb

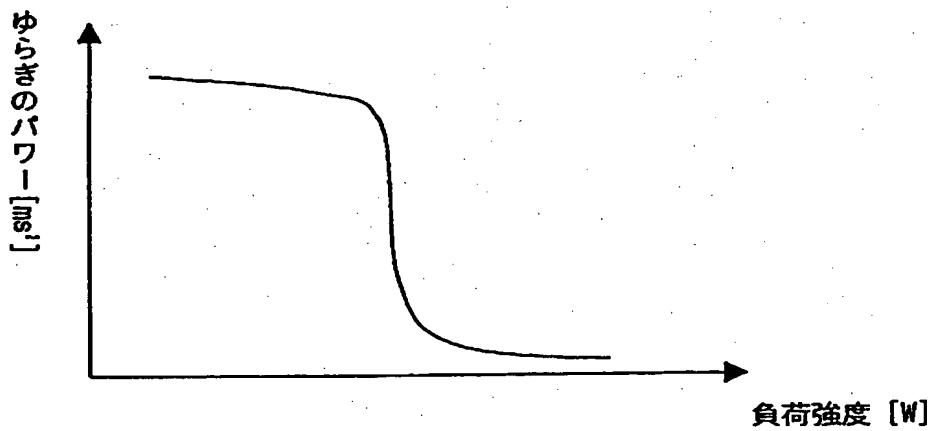
【図7】

(a)



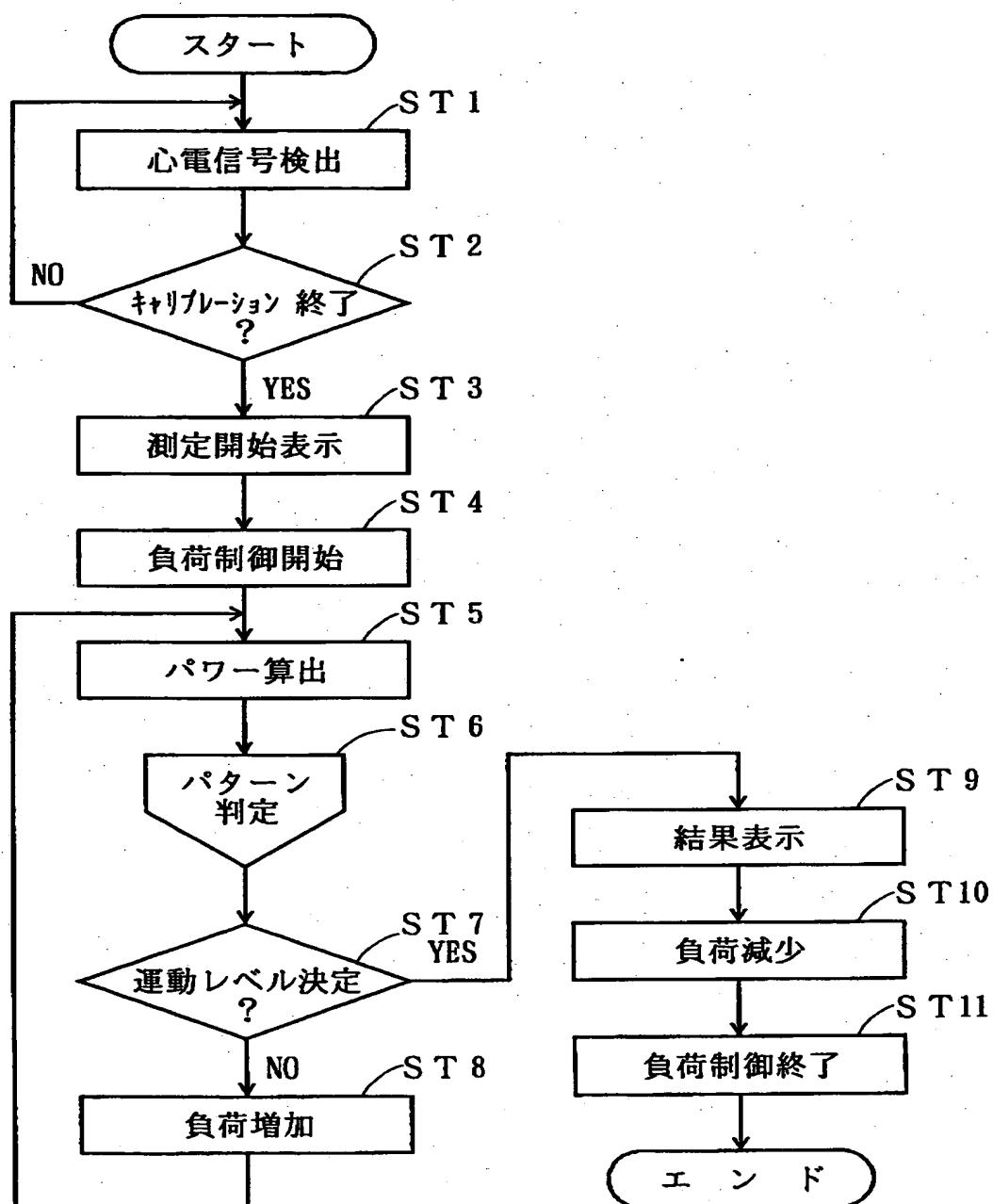
パターンC

(b)

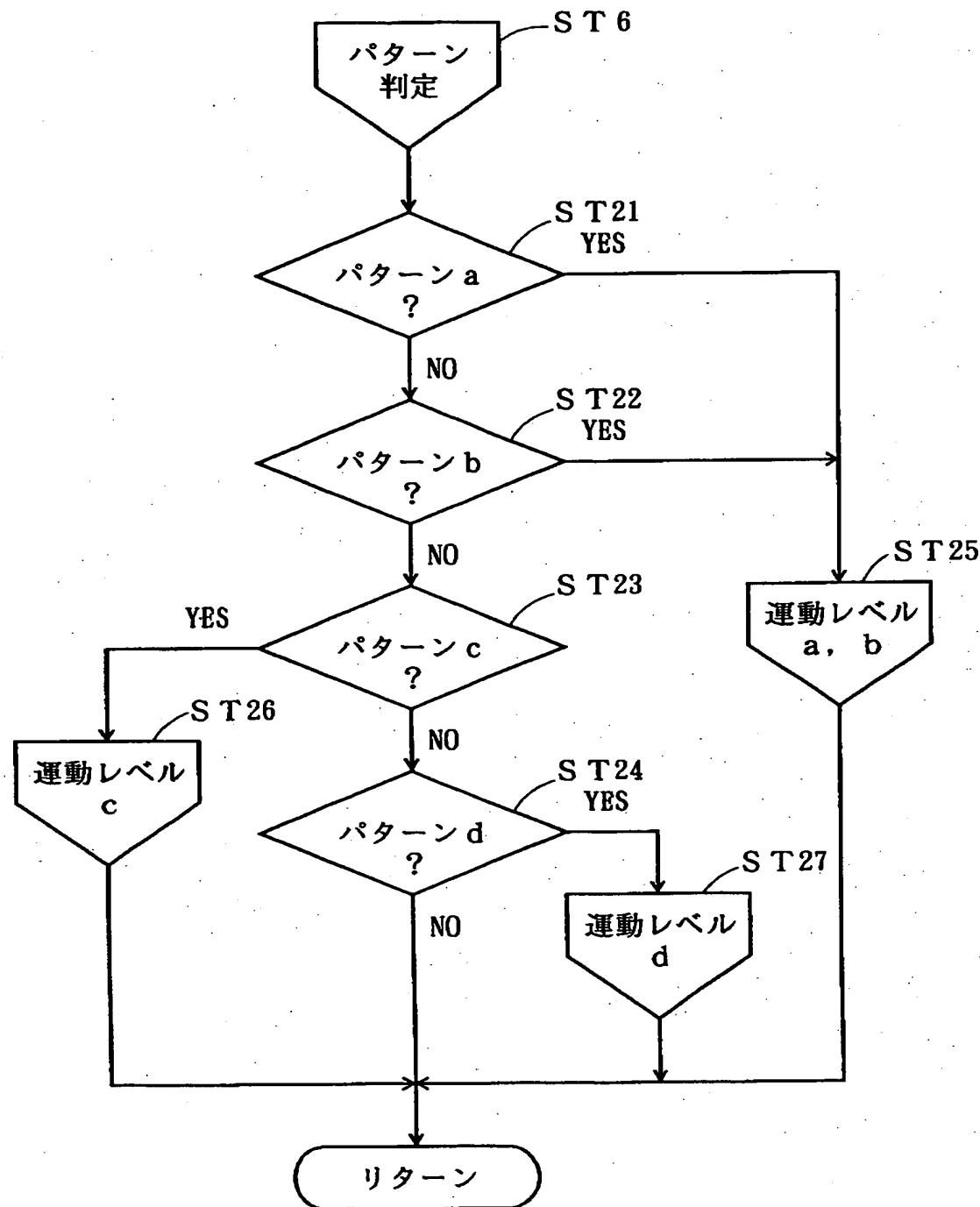


パターンD

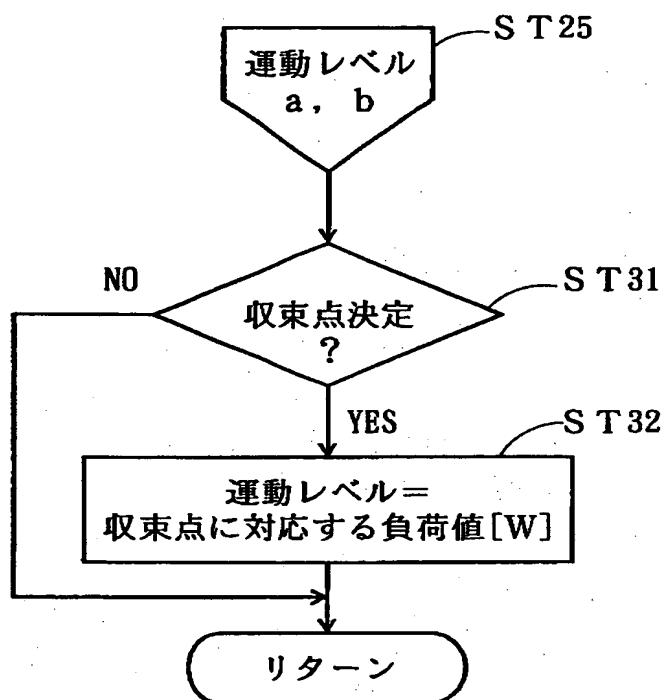
【図8】



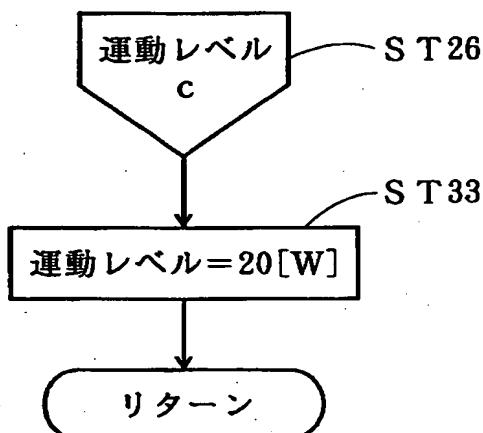
【図9】



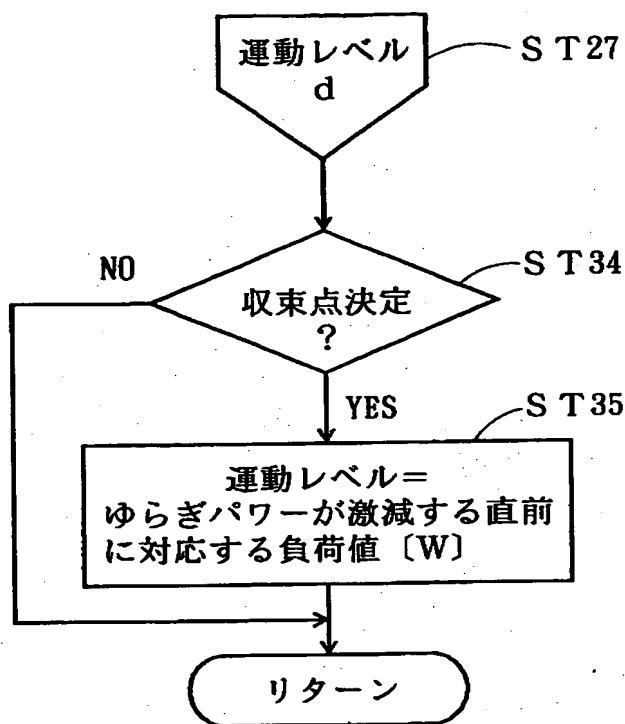
【図10】



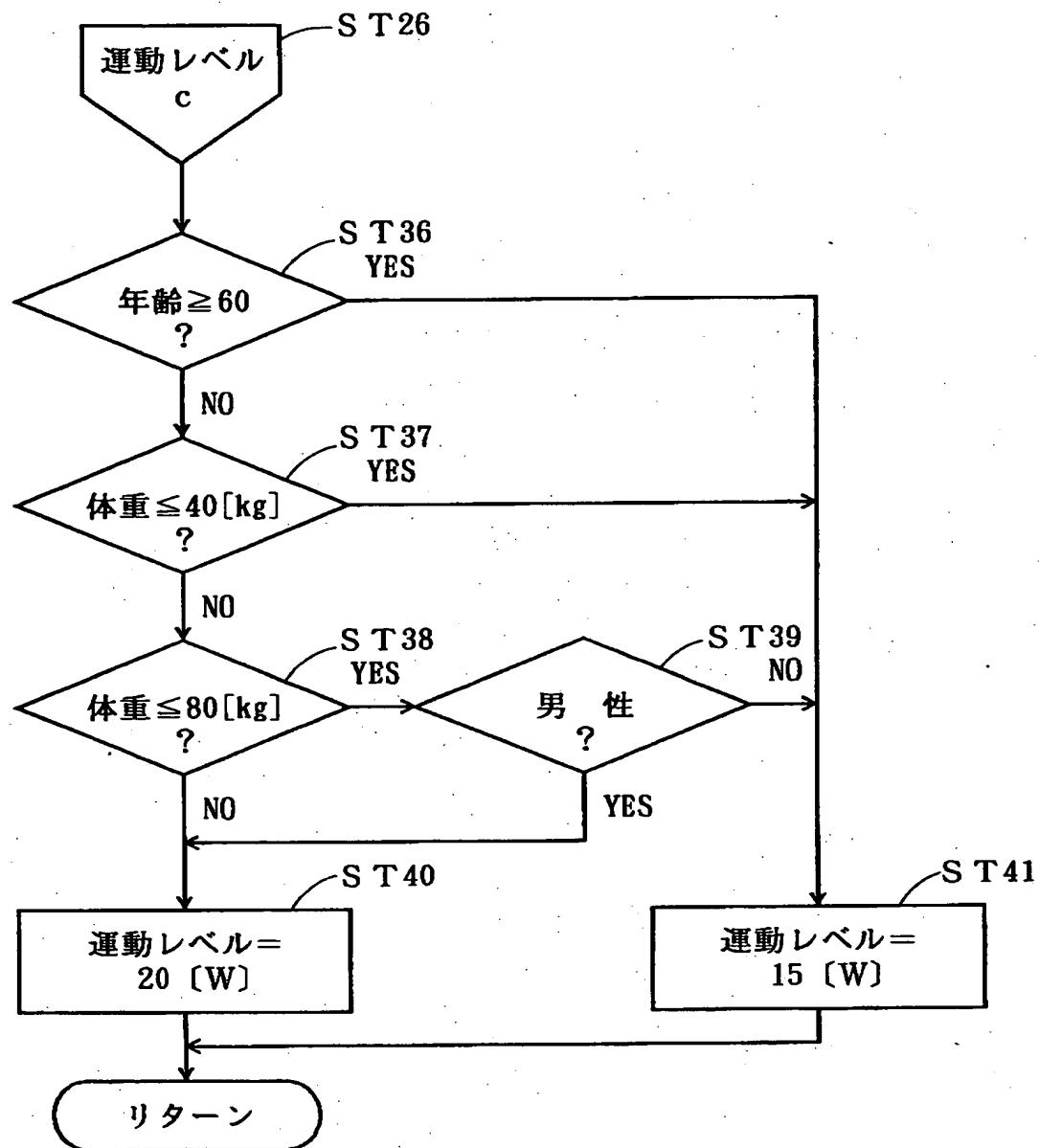
【図11】



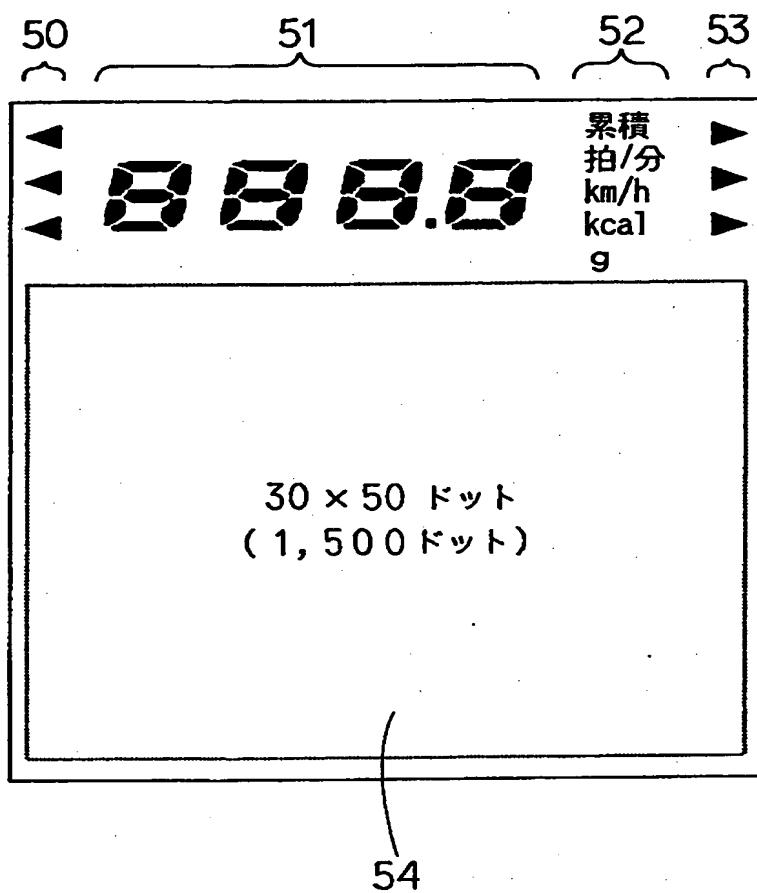
【図12】



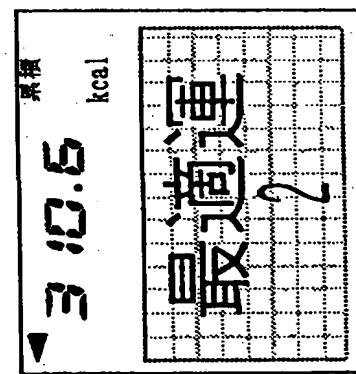
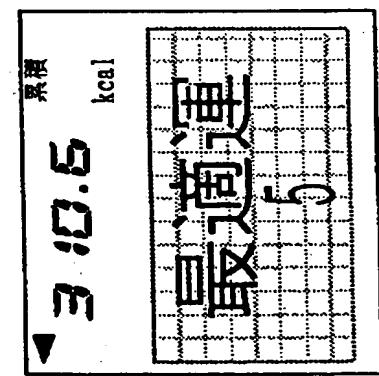
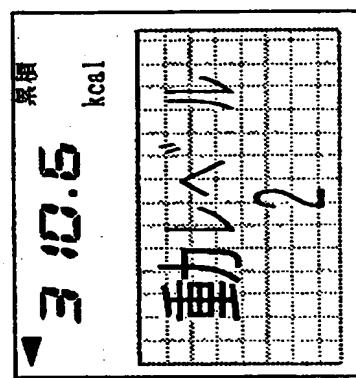
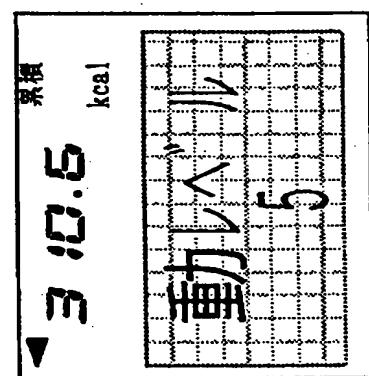
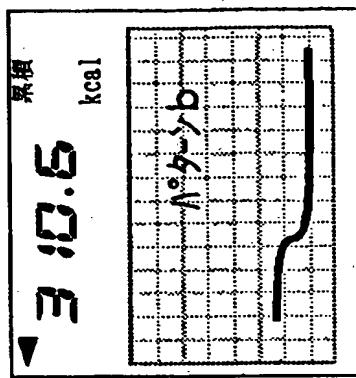
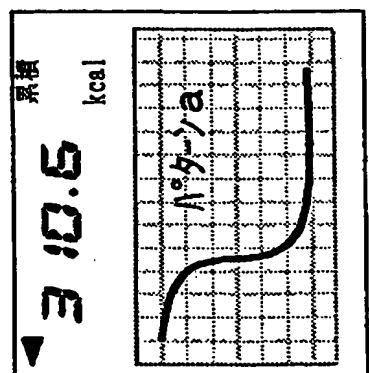
【図13】



【図14】



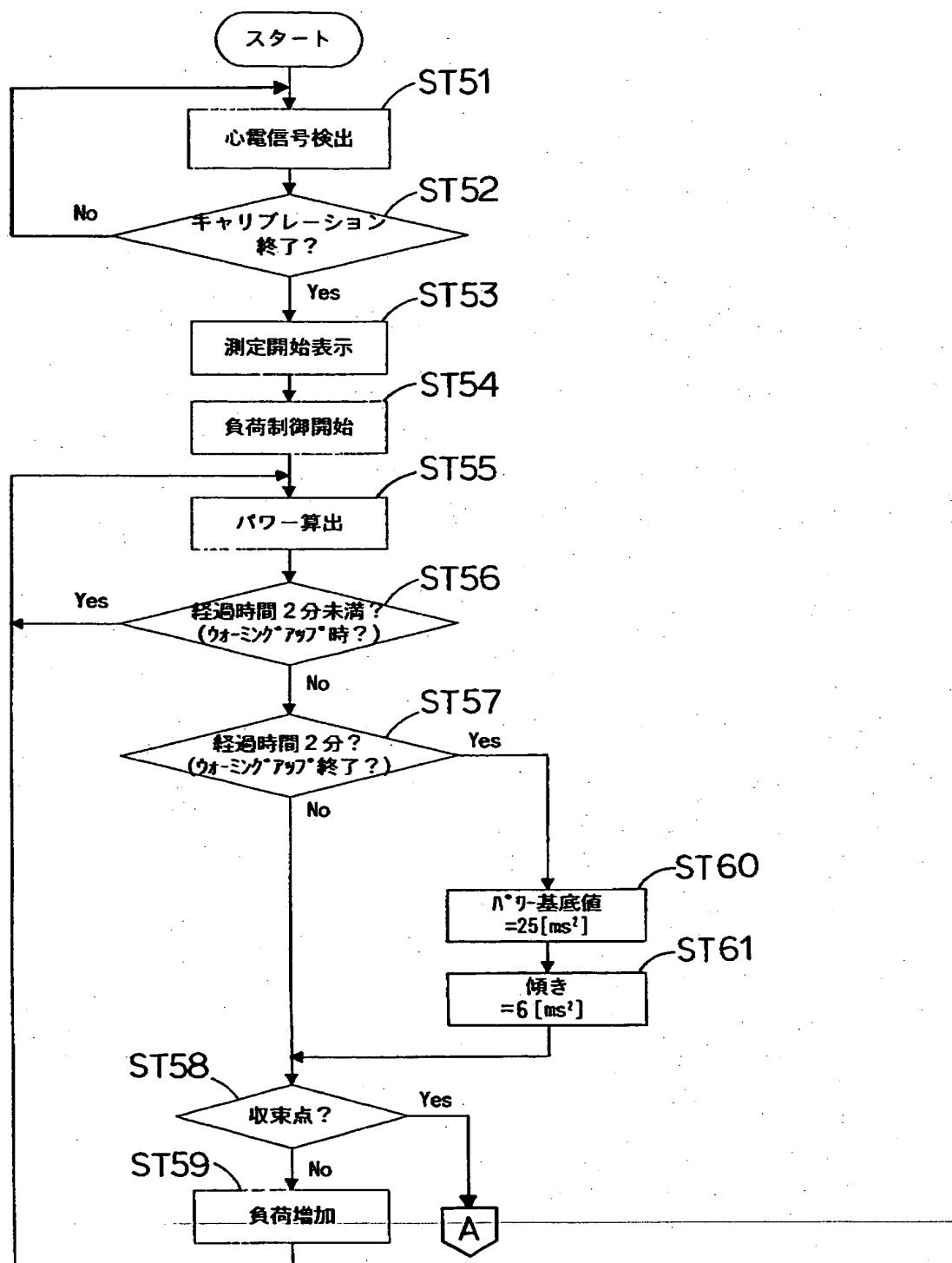
【図15】



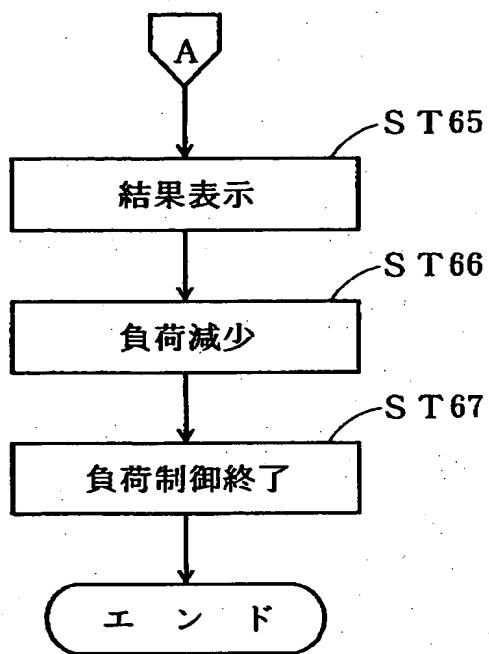
(a)

(b)

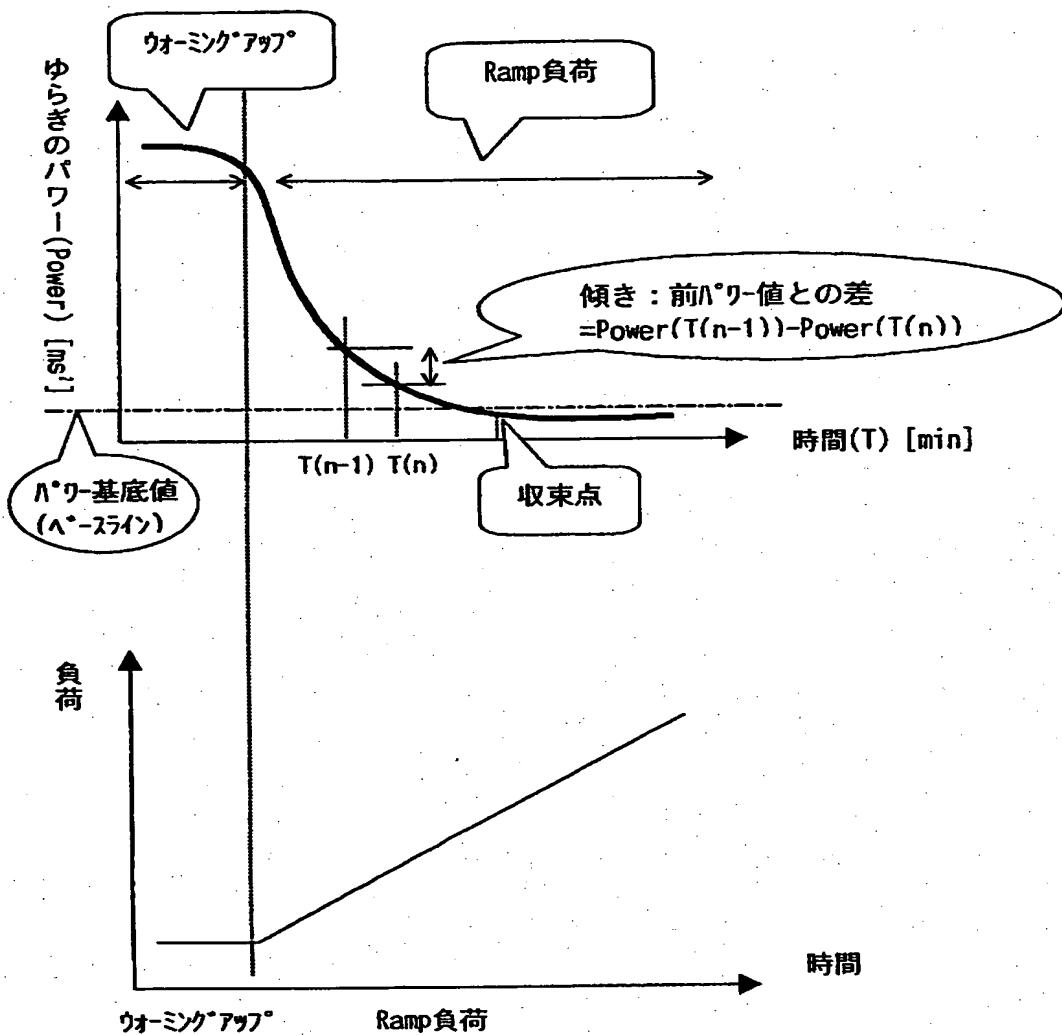
【図16】



【図17】



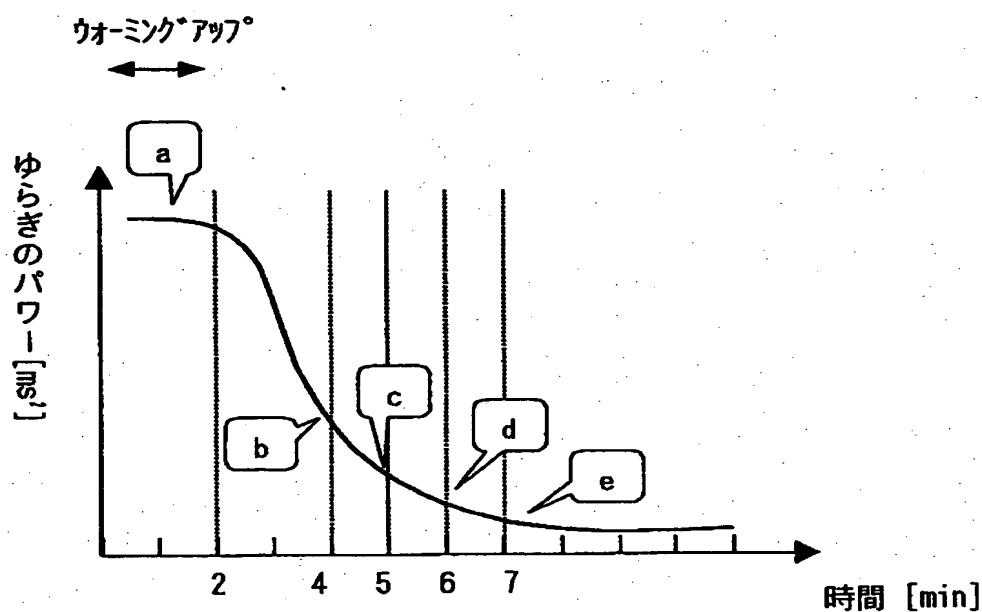
【図18】



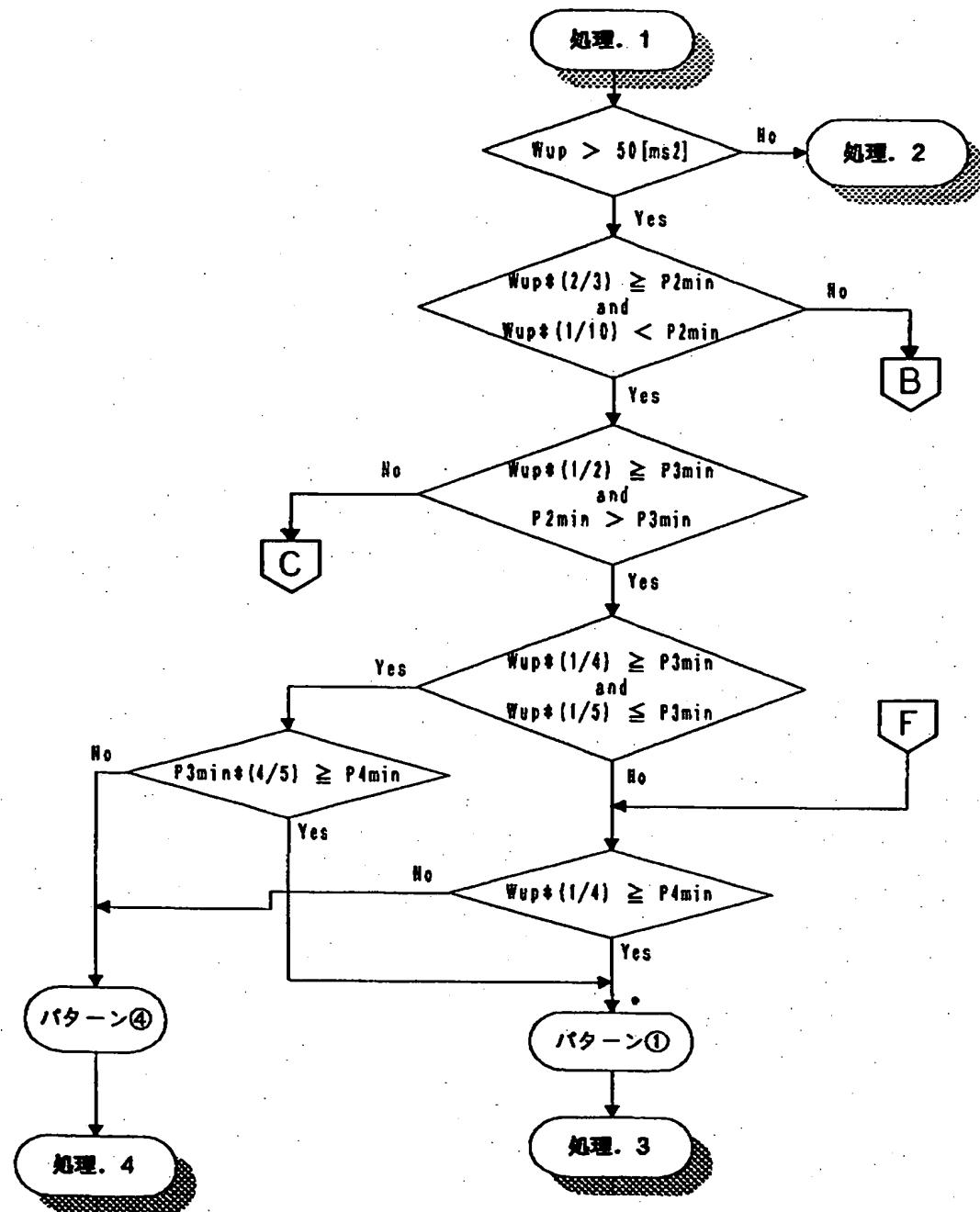
【図19】

バターン分類に用いたわらぎバーの値	万チャードの記号
a ウオ-ミック・アツフ [°] 1分経過後から1分間の平均値	Wup
b ウオ-ミック・アツフ [°] 終了から2分後の値	P2min
c ウオ-ミック・アツフ [°] 終了から3分後の値	P3min
d ウオ-ミック・アツフ [°] 終了から4分後の値	P4min
e ウオ-ミック・アツフ [°] 終了から5分後の値	P5min

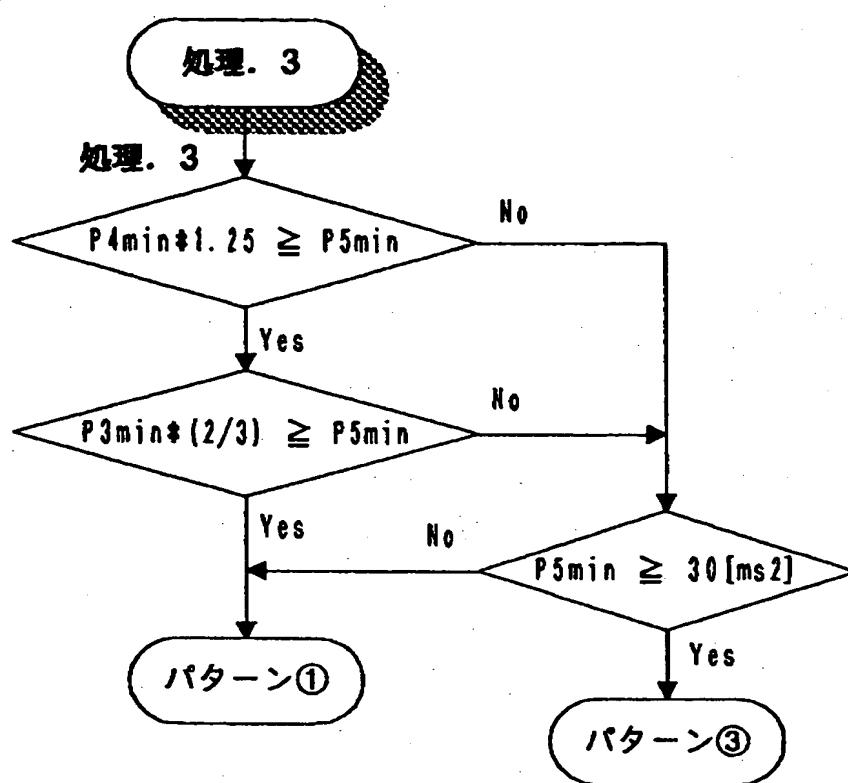
【図20】



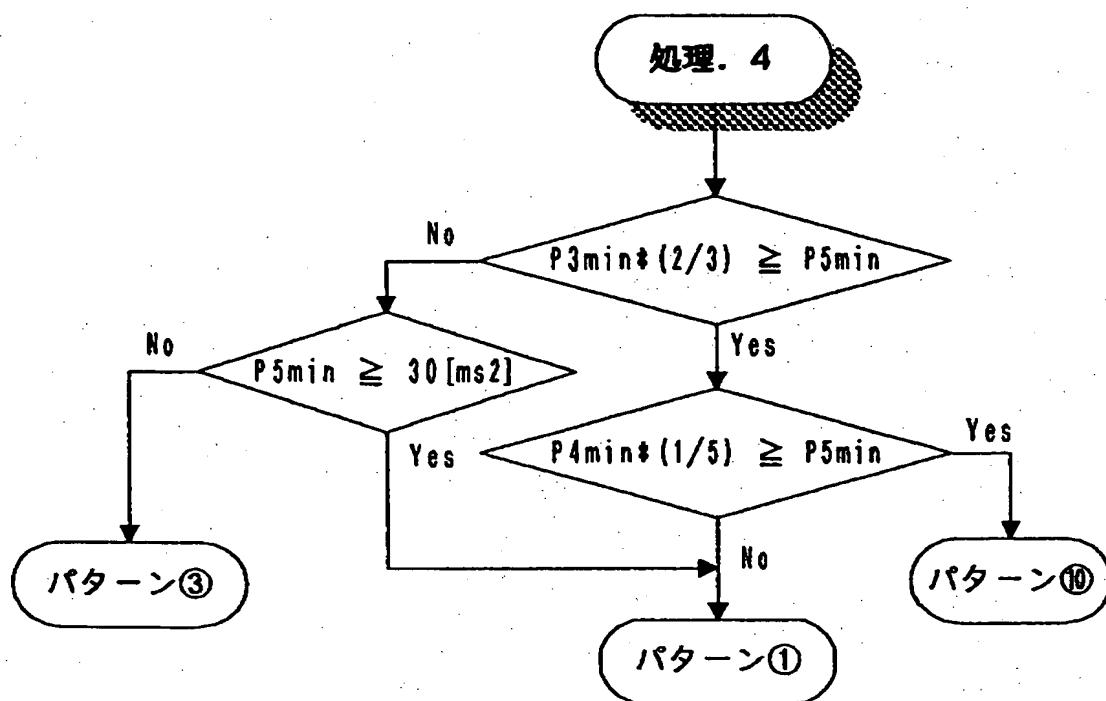
【図21】



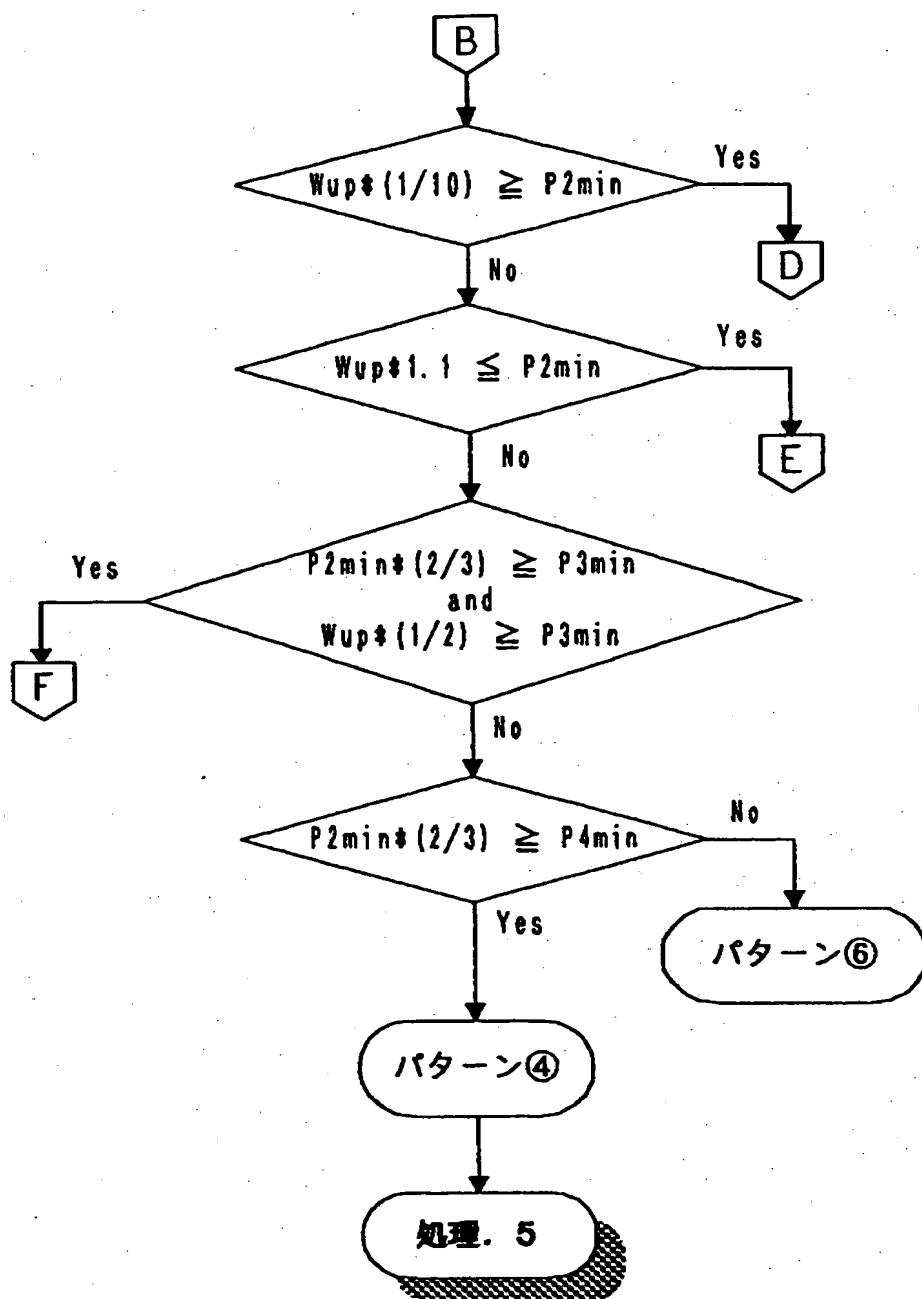
【図22】



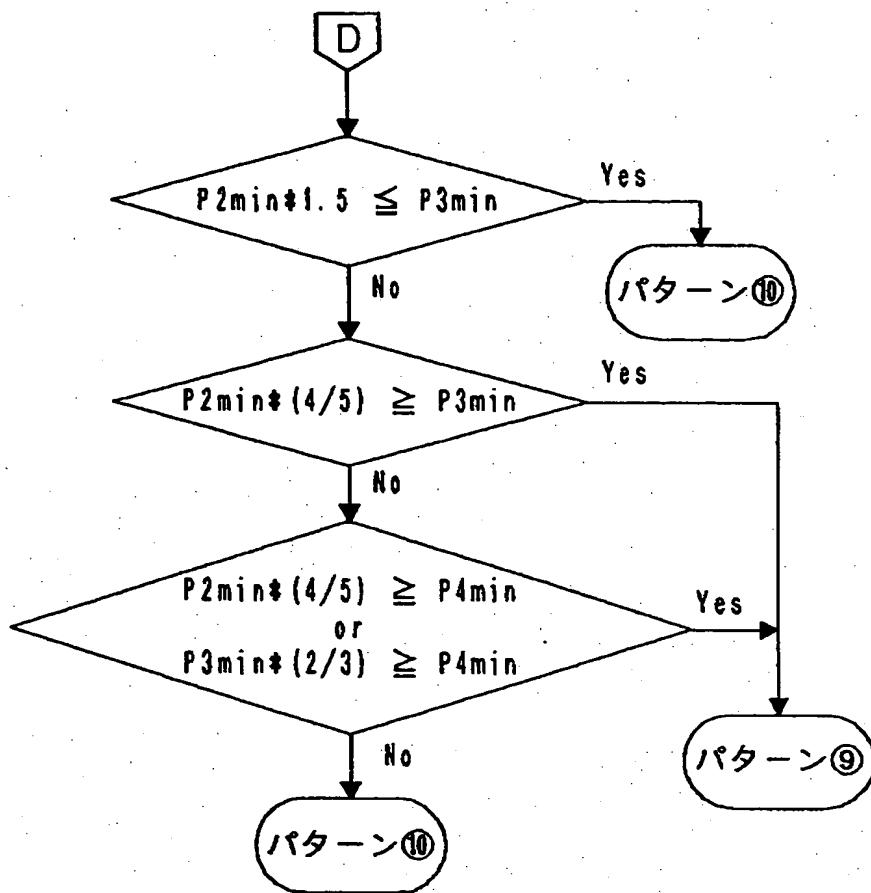
【図23】



【図24】



【図25】



【図26】

